بررسی خواص پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L*

سپیده پورهاشم [۱]		عبدالله افشار [۲]

چکیده

به‌منظور افزایش عمر اعضای پیوندی، بر روی سطح آن‌ها پوشش‌هایی مانند شیشه‌های زیست‌فعّال ایجاد می‌شود تا از خوردگی آن‌ها در محیط‌های بیولوژیکی جلوگیری شود. در این تحقیق، پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌روش سُل- ژِل ایجاد شد و خواص و ویژگی‌های پوشش با روش‌های مختلف بررسی شد. با توجه به نتایج آزمون XRD، پوشش تف‌جوشی شده در دمای ۶۰۰ °C به‌مدّت زمان ۵ ساعت، از نوع بی‌شکل حاوی مقادیر اندکی از فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ بود. تصویرهای میکروسکُپ الکترونی روبشی نشان دادند که با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری، ترک‌هایی بر روی سطح پوشش ایجاد می‌شود. نتایج آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای ۳۷ °C نیز نشان‌دهنده‌ی افزایش مقاومت به خوردگی زیرلایه‌ی پوشش داده شده با شیشه‌ی زیست‌فعّال بود.

واژه‌های کلیدی شیشه‌ی زیست‌فعّال، فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L، پوشش‌دهی، سُل- ژِل، خوردگی

Evaluation of the Properties of 45S5 Bioglass Coating on 316L Stainless Steel Substrate

S. Pourhashem		A. Afshar

Abstract

In order to increase the life span of implants, coatings such as bioglass are applied on implants' surfaces to prevent their corrosion in biological fluids. In this research, 45S5 bioglass coatings were applied on 316L stainless steel substrate by sol- gel method and coating's properties were examined by different analyses. According to the XRD results, an amorphous compound containing $Na_2Ca_2Si_3O_9$ crystalline phase is obtained by sintering the coated substrates at 600 ˚C for 5 h,. The results of SEM examination showed that cracks appear on the coat by increasing the number of dipping stages. Furthermore, the results of potentiodynamic polarization tests in SBF solution at 37 ˚C showed that 316L stainless steel substrate coated by 45S5 bioglass has a higher corrosion resistance.

Key words Bioglass, 316L Stainless Steel, Coating, Sol-gel, Corrosion

---

* نسخه‌ی نخست مقاله در تاریخ ۹۱/۸/۲۵ و نسخه‌ی پایانی آن در تاریخ ۹۲/۵/۶ به دفتر نشریه رسیده است.

(۱) دانش آموخته‌ی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

(۲) نویسنده‌ی مسئول، استاد، دانشکده مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی شریف.

مقدمه

بعضی از ترکیبات شیشه‌ها می‌توانند به‌شکل شیمیایی به استخوان پیوند بخورند. به این نوع از شیشه‌ها، شیشه‌های زیست‌فعّال می‌گویند. شیشه‌های زیست‌فعال توانایی تشکیل پیوند با بافت موجود زنده را دارند و در اثر تماس با سیال‌های بیولوژیکی، لایه‌ای از هیدروکسی آپاتایت شبیه به فاز مینرالی استخوان بر سطح آن‌ها تشکیل می‌شود. در نتیجه، اتصال عالی بین عضو پیوندی و بافت ایجاد می‌شود و از حرکت نسبی در فصل مشترک آن‌ها جلوگیری می‌شود. افزون بر این، شیشه‌های زیست‌فعّال دارای عناصر سمی برای بدن نیستند [1,2].

اوّلین شیشه‌ی زیست‌فعّال مورد استفاده، شیشه‌ی نوع 45S5 با ترکیب شیمیایی ٤٥ درصد وزنی SiO_2، ٢٤/٥ درصد وزنی CaO، ٢٤/٥ درصد وزنی Na_2O و ٦ درصد وزنی P_2O_5 بوده است که زیست‌فعّالی آن زیاد بوده و به بافت‌های نرم و سخت پیوند می‌خورده است. امروزه، شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 به‌طور گسترده‌ای در دندان و گوش میانی به‌کار می‌رود و در مقایسه با هیدروکسی آپاتایت، کاربردهای زیستی بیش‌تری دارد [1,3].

شیشه‌های زیست‌فعّال خواص مکانیکی خوبی ندارند و نمی‌توان از آن‌ها به‌شکل ماده‌ی حجیم در مواردی که نیرو اعمال می‌شود، استفاده کرد. بنابراین، کاربرد اصلی آن‌ها به‌عنوان پوشش بر روی عضوهای پیوندی فلزی است که با این‌کار می‌توان به خواص مکانیکی، مقاومت به خوردگی و زیست‌فعّالی مطلوب در یک مجموعه رسید. در این میان، فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L یکی از آلیاژهایی است که به‌دلیل ارزانی، ویژگی‌های مناسب ساخت و در دسترس بودن، اغلب در عضوهای پیوندی در پزشکی به‌کار می‌شود [4,6].

پوشش شیشه‌های زیست‌فعّال را می‌توان با روش‌های مختلفی اعمال کرد. در میان این روش‌ها، روش سُل-ژل روش مناسبی برای ایجاد پوشش‌هایی با ترکیبات مختلف شیمیایی می‌باشد [7]. از جمله مزیت‌های آن می‌توان به دمای کمتر فرایند، امکان تهیّه‌ی مواد با خلوص بالا، همگنی بهتر در ترکیب و پوشش‌های ایجاد شده، کنترل ریزساختار، پوشش‌دهی یکنواخت زیرلایه‌هایی با شکل‌های نامعمول و ارزان‌تر بودن نسبت به روش‌هایی مانند فریندهای فاز بخار و پاشش، اشاره کرد [8,9].

در تحقیقاتی که توسط گراسیا و همکاران، [10]، و فتحی و همکاران، [11,12]، انجام شده است، پوششی از شیشه‌ی زیست‌فعّال به‌روش غوطه‌وری در مجموعه‌ی سه جزئی $CaO\text{-}SiO_2\text{-}P_2O_5$ با ترکیب ٥٧/٤٤ درصد مولی CaO، ٣٥/٤٢ درصد مولی SiO_2 و ٧/١٥ درصد مولی P_2O_5 بر روی زیرلایه‌هایی از جنس فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L اعمال کرده‌اند. نتایج این تحقیقات نشان دادند که فولاد زنگ‌نزن پوشش‌داده شده مقاومت به خوردگی بهتری دارد و زیست‌سازگار است [10,12]. در تحقیقی دیگر که توسط نصراصفهانی و همکاران، [١٣]، انجام شده است، شیشه‌ی زیست‌فعّال ٥٨S و دی‌اکسید تیتانیم به‌روش سُل-ژل سنتز شده‌اند و سپس، سُل تیتانیا حاوی ذرات شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L به‌روش غوطه‌وری پوشش داده شده است. در این تحقیق، پوشش‌هایی از ماده‌ی مرکب زیست‌فعّال بدون ترک‌های درشت و با چسبندگی مناسب بر روی فولاد زنگ‌نزن به‌دست آمده است [١٣]. افزون بر این، نصراصفهانی و همکاران، [١٤]، سه نوع پوشش نانوساختار از شیشه‌ی زیست‌فعّال (٤٥S، ٤٩S و ٥٨S) به‌روش لایه‌نشانی چرخشی بر روی فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L ایجاد کرده‌اند که پوشش‌های حاصل، بی‌شکل، همگن، بدون ترک و با چسبندگی مناسب بر روی زیرلایه بوده‌اند. نتایج مربوط به زیست‌فعّالی آن‌ها نشان‌دهنده‌ی تشکیل لایه‌ی کربناتی حاوی آپاتایت در سطح پوشش ٤٥S و تشکیل ناقص این لایه بر روی شیشه‌های نوع ٤٩S و ٥٨S بوده است [١٤].

در این تحقیق، تلاش شده است تا پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد

زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌روش سُل- ژل ایجاد شود و خـواص و ویژگی‌های پوشش مورد بررسی قرار گیرد تا بـه ایـن وسیله، پوششی با ویژگی‌های مطلوب ایجاد شود.

روش تحقیق

تهیه‌ی سُل شیشه‌ی زیست‌فعّال نوع 45S5. برای تهیه‌ی سُل شیشه‌ی زیست‌فعّال نوع 45S5، ابتدا ۴۶/۱ مول ترا اتیل اورتوسیلیکات (TEOS) به اسید نیتریک ۰/۱ مولار (نسبت مولی اسید نیتریک به TEOS برابر با ۳۰ در نظـر گرفته شد) اضافه شد و مخلوط به‌دست آمـده بـه‌مـدّت زمان ۱ سـاعت در دمـای اتـاق هـم‌زده شـد تـا TEOS هیدرولیز شود. سپس، واکنش‌گرهای زیـر بـه‌ترتیـب بـا فاصله زمانی ۱ ساعت به سُـل اضـافه شـدند: ۲/۶ مـول تری‌اتیل فسفات (TEP)، ۲۶/۹ مول کلسیم نیتراتِ چهار آبه و ۲۴/۴ مول سدیم نیتـرات. پـس از افـزودن مـاده‌ی نهایی، سُل مجدداً به‌مدّت ۱ ساعت هـم‌زده شـد (مـواد اولیّه‌ی مصرفی از تولیدات شرکت مِرک آلمان بوده‌انـد) [15,16].

سُل تهیه شده بـه‌مـدّت زمـان ۱۰ روز درون یـک ظرف در بسته در دمای اتاق نگه‌داری شد تا واکنش‌های هیدرولیز و پلی‌مرشدن روی دهند و ژل به‌دست آید. ژل حاصل به‌مدّت ۷۲ ساعت در دمای $^{\circ}C$ ۷۰ و سـپس، ۴۸ ساعت در دمای $^{\circ}C$ ۱۲۰ حرارت داده شـد تـا تمـام آب موجود در آن خارج شود. ژل خشـک‌شـده در دماهـای $^{\circ}C$ ۶۰۰، $^{\circ}C$ ۷۰۰ و $^{\circ}C$ ۸۰۰ بـه‌مـدّت زمـان ۱ سـاعت نگه‌داشته شد و در دمای $^{\circ}C$ ۶۰۰ به‌مدّت زمان ۵ ساعت تف‌جوشی شد. از نمونه‌های تف‌جوشی شده در شرایط مختلف بـرای بررسـی‌هـای XRD اسـتفاده شـد تـا بـه این‌وسـیله، دمـای مناسـب بـرای تـف‌جوشـی شیشـه‌ی زیست‌فعّال به‌منظور به‌دسـت آوردن سـاختار بـی‌شـکل عاری از نیترات‌ها تعیین شود.

ایجاد پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نـزن ۳۱۶L. بـرای پوشـش‌دهـی، زیرلایه‌هایی از جنس فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L به‌ابعـاد ۰/۵ × ۳ × ۴ سانتی‌متر با سه روش مختلف آماده شـدند: ۱) سنباده‌زنی و صیقل‌کـاری بـا ذرات آلومینـا بـرای ایجـاد سطح کاملاً آیینه‌ای، ۲) ماسه‌پاشی سطح با ذرات سیلیکا (Ra = ۱/۴ µm)، و ۳) قرارگیری زیرلایـه‌ی ماسـه‌پاشـی شده در محلول اسـید نیتریـک ۲۵ درصـد بـه‌مـدّت ۱۲ ساعت. زیرلایه‌های آماده شده با استفاده از سُل شیشه‌ی زیست‌فعّال که در دمای $^{\circ}C$ ۵۰ پیر شده بودند، بـا روش پوشش‌دهی غوطه‌وری با سرعت ۵ سانتی‌متـر در دقیقـه پوشش داده شدند و نمونه‌های بـه‌دسـت آمـده پـس از خشک شـدن در دمـای محـیط، بـا اسـتفاده از کـوره‌ی الکتریکی در محیط هوا عملیّات حرارتی شـدند. افـزون بر این، به‌منظور ایجاد پوشش‌های چند لایه پـس از هـر بار غوطه‌وری، نمونه‌ی مورد نظر در دمای محیط خشک شد و سپس عمل پوشش‌دهـی غوطـه‌وری تکـرار شـد. عمل غوطه‌وری سه بار تکرار شد و پس از پوشش‌دهـی نهایی، نمونه‌ها داخل کوره‌ی عملیّات حرارتی قـرار داده شدند. با توجه به نتایج به‌دست از آزمـون XRD، دمـای کوره برای عملیّـات حرارتـی بـا سـرعت $^{\circ}C/min$ ۱ تـا $^{\circ}C$ ۶۰۰ افزایش یافت و نمونه‌ها به‌مدّت زمان ۵ سـاعت در این دما نگه‌داری شدند.

مشخصـه‌یـابی پوشـش. خـواص پوشـش بـا آزمون‌هـای پـراش پرتـوی ایکـس (XRD) در دسـتگاه Philips PW3040 با استفاده از آند مسی (λ =۱/۵۴°A)، متالوگرافی بـا میکروسـکُپ الکترونـی روبشـی (SEM) مدل VEGA/ TESCAN و تعیـین چسـبندگی بـا روش جداکردن (pull off) مطابق با استاندارد ASTM D4541، بررسی شد. ضخامت پوشـش بـا دسـتگاه Dual Scope به‌وسیله‌ی جریان‌های گردابی و زبری سـطح زیرلایـه‌ی ماسه‌پاشی شده با دستگاه زبری‌سـنج (EMD-1500-31) اندازه‌گیری شد.

آزمـون پلاریزاسـیون پتانسـیودینامیک در محلـول SBF (محلول شبیه‌سازی شده‌ی بدن) با pH برابر با ۷/۴ و دمای $^{\circ}C$ ۳۷ به‌وسیله‌ی پتانسیواسـتات /گالوانواسـتات نوع Autolab GSTAT 302N انجام شد. در این آزمون،

نمونه (زیرلایه‌ی دارای پوشش یا بدون پوشش) به‌عنوان الکترود کاری، الکترود گرافیت به‌عنوان الکترود کمکی و الکترود کالومل اشباع (SCE) به‌عنوان الکترود مرجع به‌کار رفت. در آزمون‌های پلاریزاسیون، سرعت اسکن ۱ mV/s و سطح الکترود کاری برابر با ۱ cm^2 در نظر گرفته شد. محلول SBF مطابق با روش ارائه شده توسط کُکوبو و تاکاداما، [۱۷]، آماده شد. ترکیب شیمیایی و ترتیب افزودن مواد اولیّه برای تهیّه‌ی ۱ لیتر از محلول SBF، در جدول (۱) آمده است.

جدول ۱ ترتیب افزودن، مقدار، خلوص و وزن مولکولی مواد اولیّه‌ی مورد استفاده برای تهیّه‌ی ۱۰۰۰ میلی‌لیتر محلول SBF

ردیف	مواد اولیّه	مقدار	خلوص (٪)	وزن مولکولی (g/mol)
۱	NaCl	۸/۰۳۵ g	۹۹/۵	۵۸/٤٤
۲	$NaHCO_3$	۰/۳۵۵ g	۹۹/۵	۸٤/۰
۳	KCl	۰/۲۲۵ g	۹۹/۵	۷٤/۵۵
٤	$K_2HPO_4.3H_2O$	۰/۲۳۱ g	۹۹/۰	۲۲۸/۲۲
۵	$MgCl_2.6H_2O$	۰/۳۱۱ g	۹۸/۰	۲۰۳/۳۰
٦	1.0 M HCL	۳۹ ml	–	–
۷	$CaCl_2$	۰/۲۹۲ g	۹۵/۰	۱۱۰/۹۸
۸	Na_2SO_4	۰/۰۷۲ g	۹۹/۰	۱٤۲/۰٤
۹	Tris	٦/۱۱۸ g	۹۹/۰	۱۲۱/۱٤
۱۰	1.0 M HCl	۰–۵ ml	–	–

نتایج و بحث

تأثیر عملیّات حرارتی بر ساختار شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 شکل (۱)، نتایج آزمون XRD مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 را پس از تف‌جوشی در دمای ۶۰۰ °C به‌مدّت زمان ۱ ساعت نشان می‌دهد. در الگوی پراش پرتوی ایکس این نمونه، پیک‌های نیترات و فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ مشاهده می‌شود. با افزایش دمای تف‌جوشی به ۷۰۰ °C، شدّت پیک‌های مربوط به فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ افزایش یافته است و پیک‌های مربوط به فاز نیترات حذف شده‌اند که این نشان‌دهنده‌ی خروج کامل نیترات است. افزون بر این، فاز بلورین $Na_2Ca_3Si_6O_{16}$ نیز ظاهر شده است. با تف‌جوشی در دمای ۸۰۰ °C به‌مدّت ۱ ساعت، شدّت پیک‌های دو فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ و $Na_2Ca_3Si_6O_{16}$ افزایش بیش‌تری یافته است که این بیان‌گر افزایش میزان فاز بلورین در نمونه‌ها می‌باشد.

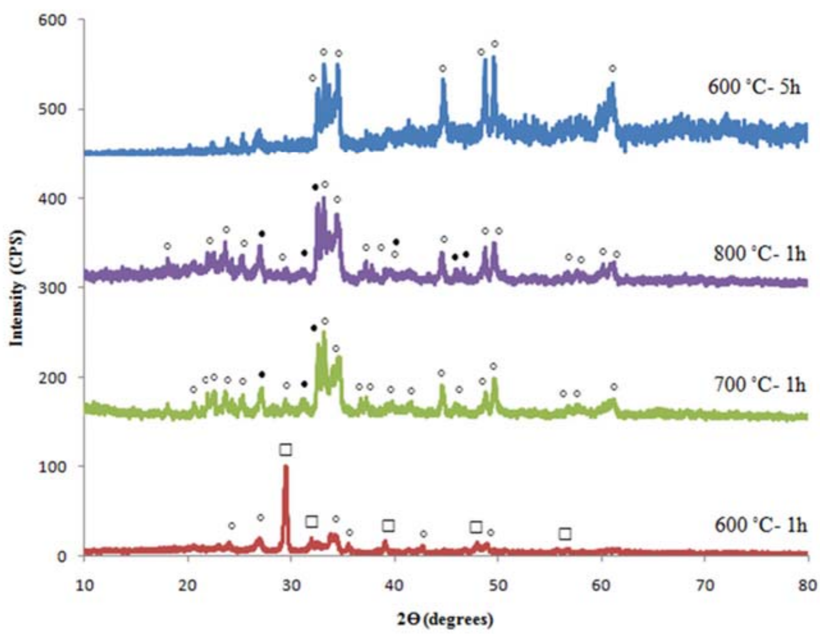
شیشه‌های حاوی مقدار زیادی مواد قلیایی معمولاً دمای شروع بلورینگی کم‌تری دارند و حضور یون‌ها [OH^-] بر روی سطح پودر شیشه‌های زیست‌فعّال باعث افزایش وقوع تبلور می‌شود [4]. تف‌جوشی در دماهای بالا موجب تشکیل فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ از شیشه‌هایی با ترکیب شیمیایی بین $1Na_2O.2CaO.3SiO_2$ و $1.5Na_2O\text{-}1.5CaO\text{-}3SiO_2$ محتوی ۰ تا ٦ درصد وزنی P_2O_5 می‌شود [18]. وجود فسفات و سیلیکا در شبکه‌ی شیشه‌های زیست‌فعّال و احتمال جدایی دو فاز در مقیاس درشت در نتیجه‌ی عملیّات حرارتی، یکی از دلایل تبلور آسان شیشه‌های زیست‌فعّال است. افزودن P_2O_5 به ترکیب شیشه‌های سیلیکاتی باعث جوانه‌زنی حجمی و تشکیل شیشه- سرامیک می‌شود. بلورهای فسفات رسوب می‌کنند و به‌عنوان محل‌های جوانه‌زنی ناهمگن برای بیش‌تر فازها عمل می‌کنند [19].

با انجام عملیّات حرارتی در دمای ٦۰۰ °C به‌مدّت ۱ ساعت، نیترات در نمونه وجود دارد و کاملاً خارج نشده است. با انجام عملیّات حرارتی در دمای ۷۰۰ °C و ۸۰۰ °C به‌مدّت زمان ۱ ساعت، درصد فاز بلورین در نمونه به‌شدّت افزایش یافته است. از طرف دیگر، پایین بودن دمای تف‌جوشی تا حد ممکن همواره مطلوب است، زیرا دمای بالا باعث وقوع تغییرات فازی در ریزساختار زیرلایه و افت خواص مکانیکی می‌شود [20]. بنابراین، نمونه‌ای از شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 در دمای ٦۰۰ °C به‌مدّت زمان ۵ ساعت عملیّات

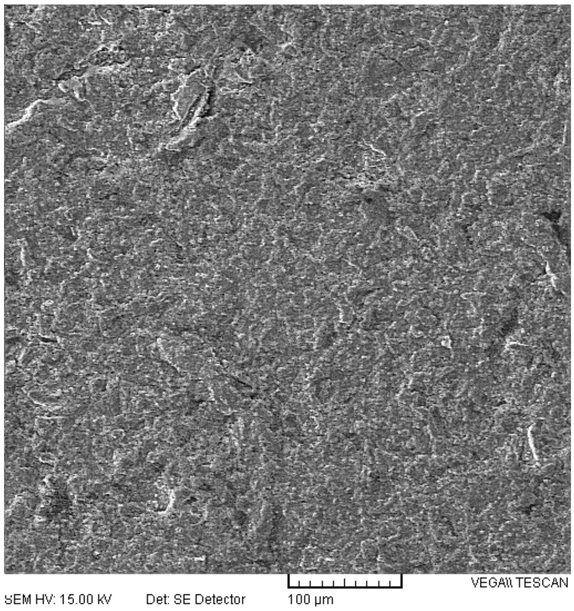
حرارتی شد. الگوی پراش پرتوی ایکس مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 که در دمای °C ۶۰۰ به‌مدّت ۵ ساعت تف‌جوشی شده است (شکل ۱)، دارای زمینه‌ی نفوذی است که این نشان‌دهنده‌ی حضور فاز بی‌شکل است. در این الگو، پیک‌های فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ نیز وجود دارند، ولی پیک‌های مربوط به نیترات مشاهده نمی‌شوند که این نشان‌دهنده‌ی خروج کامل نیترات است. سیلیکات‌های کلسیم و سدیم-کلسیم معمولاً در مواد زیست‌فعّال استفاده می‌شوند. تشکیل فازهای بلورین مانع از بروز رفتار زیست‌فعّالی در شیشه‌ی 45S5 نم نمی‌شود [21]. در نتیجه، زیرلایه‌های پوشش داده شده با سُل شیشه‌ی زیست‌فعّال در دمای °C ۶۰۰ به‌مدّت زمان ۵ ساعت تف‌جوشی شدند.

تأثیر آماده‌سازی سطح بر خواص پوشش. کیفیّت ظاهری پوشش ایجاد شده بر روی زیرلایه‌های ماسه‌پاشی شده بهتر بوده است و پوشش یکنواخت‌تری بر روی این زیرلایه‌ها تشکیل شده است. چسبندگی پوشش به زیرلایه که با روش‌های صیقل‌کاری و ماسه‌پاشی تولید شده‌اند پس از قرارگیری در محلول اسید نیتریک ۲۵ درصد به‌مدّت ۱۲ ساعت به‌ترتیب برابر با ۰/۵ MPa، ۳/۵ MPa و ٦ MPa به‌دست آمد. در نتیجه، چسبندگی پوشش بر روی زیرلایه‌ی ماسه‌پاشی شده پس از قرارگیری در محلول اسید نیتریک بیش‌تر است. چسبندگی اغلب پوشش‌ها در نتیجه‌ی قفل‌شدن مکانیکی و تشکیل پیوند شیمیایی بین پوشش و زیرلایه است [7]. با ماسه‌پاشی زیرلایه و افزایش زبری سطح آن، چسبندگی به‌دلیل قفل شدن مکانیکی افزایش می‌یابد.

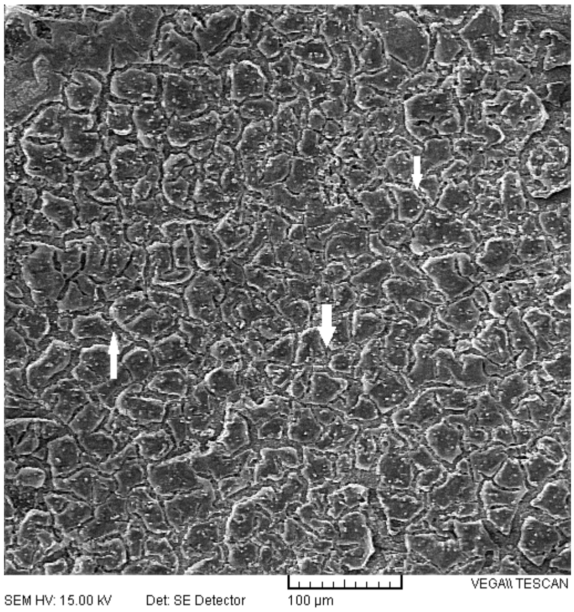
تأثیر تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل بر کیفیّت پوشش. در این بخش، تأثیر دفعات غوطه‌وری درون سُل بر کیفیّت پوشش‌های ایجاد شده بررسی می‌گیرد. با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل از ۱ به ۳ بار، ضخامت پوشش از ۳ به ۷ میکرومتر افزایش و چسبندگی پوشش به زیرلایه از ٦ MPa به ٤/٥ MPa کاهش یافته است.



شکل ۱ الگوی پراش پرتوی ایکس مربوط به شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 (□ $NaNO_3$، ∘ $Na_2Ca_2Si_3O_9$، • $Na_2Ca_3Si_6O_{16}$)



(الف)



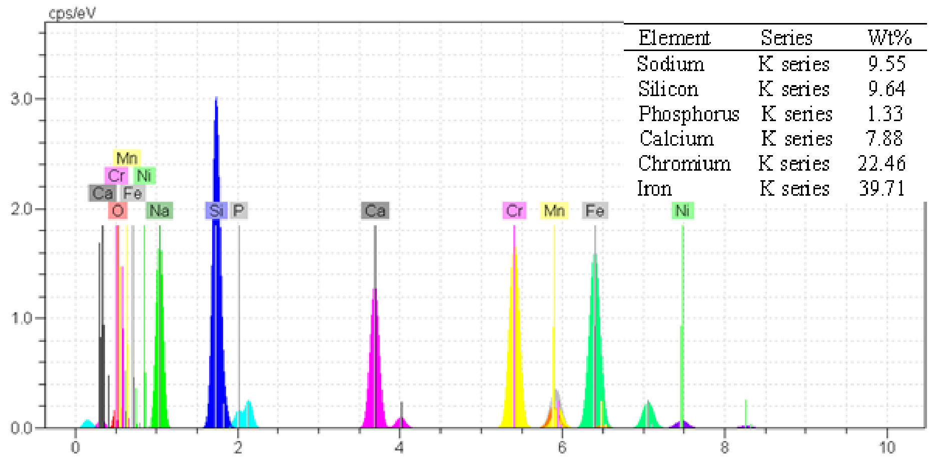
(ب)

شکل ۲ تصویرهای میکروسکُپ الکترونی روبشی از پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱٦L؛ (الف) ۱ بار غوطه‌وری و (ب) ۳ بار غوطه‌وری.

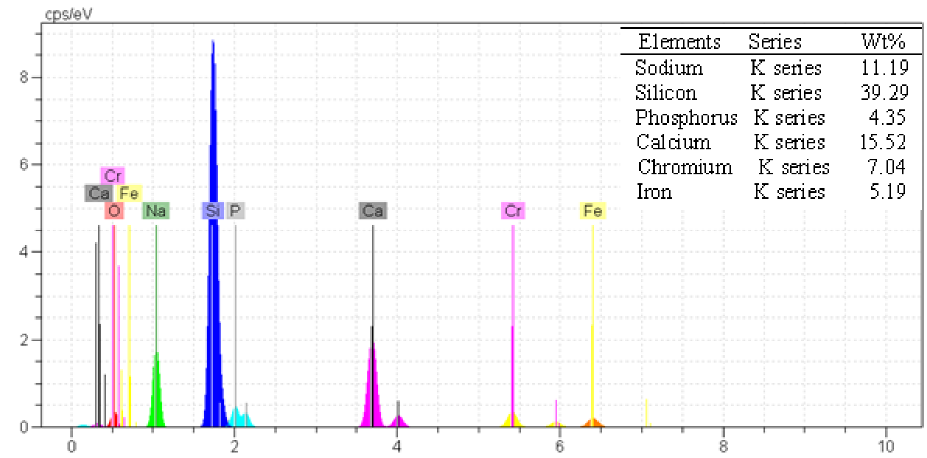
شکل (۲)، تصویرهای میکروسکُپ الکترونی روبشی تهیّه شده از سطح پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱٦L پس از ۱ و ۳ بار غوطه‌وری درون سُل را نشان می‌دهد. پوشش ایجاد شده بر روی زیرلایه با یک‌بار غوطه‌وری، کاملاً یکنواخت و عاری از هرگونه ترک و عیب است. با افزایش مراحل غوطه‌وری، پوشش ترک‌دار می‌شود. اختلاف بین ضریب انبساط حرارتی پوشش و زیرلایه

باعث تجمع تنش باقی‌مانده و در نتیجه، تشکیل ترک هنگام سرد شدن می‌شود [21]. افزون بر این، نتایج تحقیقات نشان داده‌اند که پوشش زیست‌فعّال بر روی فولاد زنگ‌نزن ۳۱٦L دارای یک ضخامت بحرانی است ($> ۵ \mu m$) و این ضخامت به‌عنوان بیش‌ترین ضخامت پوشش بدون ترک تعریف می‌شود. افزایش ضخامت موجب افزایش تنش‌های باقی‌مانده در پوشش و در نهایت، ایجاد ترک در آن می‌شود[7].

شکل (۳)، نتایج آزمون EDX مربوط به پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی سطح فولاد زنگ‌نزن ۳۱٦L را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، درصد آهن و کروم در پوشش‌های حاصل از یک‌بار غوطه‌وری زیاد است و با افزایش مراحل غوطه‌وری، میزان آن‌ها درون پوشش کاهش می‌یابد. این کاهش نتیجه‌ی افزایش ضخامت پوشش است. هر چه پوشش ضخیم‌تر باشد، مانع بهتری در برابر نفوذ یون Fe^{3+} است و میزان آهن موجود در سطح کم‌تر خواهد بود. پوشش‌ها مانع خوبی در برابر نفوذ آهن از زیرلایه به سمت پوشش هستند، زیرا آهن از رفتار زیست‌فعّالی جلوگیری می‌کند [22].

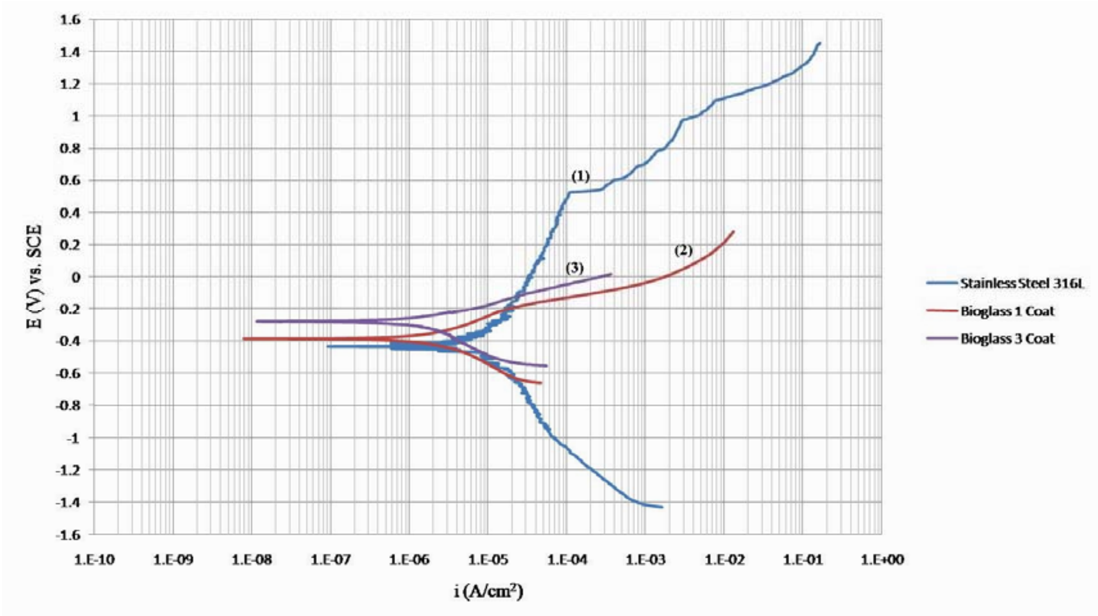


(الف)



(ب)

شکل ۳ نتایج آزمون EDX مربوط به پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ۳۱٦L؛ (الف) ۱ بار غوطه‌وری و (ب) ۳ بار غوطه‌وری.



شکل ٤ نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای ٣٧ °C؛ (١) فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L بدون پوشش، (٢) فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L با پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 (١ بار پوشش داده شده) و (٣) فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L با پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 (٣ بار پوشش داده شده).

جدول ٢ نتایج به‌دست آمده از نمودارهای پلاریزاسیون پتانسیودینامیک در محلول SBF در دمای ٣٧ °C

نمونه	پتانسیل خوردگی (V. vs. SCE)	چگالی جریان خوردگی ($\mu A/cm^2$)	مقاومت پلاریزاسیون ($M\Omega\ cm^2$)
بدون پوشش	٠/٤٢−	١/٣	٠/١٤
١ بار پوشش داده شده	٠/٣٨−	٠/٠٦٧	٠/٦٣
٣ بار پوشش داده شده	٠/٢٨−	٠/٠٢٨	١/٣

بررسی رفتار خوردگی پوشش در محلول شبیه‌سازی شده‌ی بدن. در شکل (٤) و در جدول (٢)، نتایج آزمون پلاریزاسیون پتانسیودینامیک بر روی فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L بدون پوشش و پوشش داده شده در محلول SBF در دمای ٣٧ °C نشان داده شده‌اند. پتانسیل خوردگی (E_{corr})، چگالی جریان خوردگی (i_{corr}) و شیب آندی/ کاتدی تافل (β_a و β_c) با استفاده از روش برون‌یابی تافل تعیین شدند. سپس، مقاومت پلاریزاسیون (R_p) از رابطه‌ی اِستِرن- گیری به‌شکل زیر، محاسبه شد:

$$R_p = \frac{\beta_a \cdot \beta_c}{2.3 i_{corr}(\beta_a + \beta_c)} \qquad (١)$$

با اعمال پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی زیرلایه، پتانسیل خوردگی به سمت مقادیر مثبت‌تر (نجیب‌تر) میل می‌کند و چگالی جریان خوردگی کاهش می‌یابد، و این نشان‌دهنده‌ی افزایش مقاومت به خوردگی زیرلایه‌ها پس از پوشش‌دهی با شیشه‌ی زیست‌فعّال است. افزون بر این، با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری سرعت خوردگی کاهش یافته است. اگرچه با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری، ترک‌هایی بر روی سطح مشاهده شدند، امّا چگالی جریان خوردگی کاهش یافته است، زیرا با افزایش تعداد مراحل پوشش‌دهی، ضخامت پوشش افزایش و میزان نفوذ الکترولیت به

زیرلایه کاهش یافته است.

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از تحلیل فازی شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 نشان دادند که با افزایش دمای تف‌جوشی از ٦٠٠ °C به ٧٠٠ °C با زمان نگه‌داری ١ ساعت، نیترات از ساختار شیشه خارج می‌شود و فاز بلورین $Na_2Ca_3Si_6O_{16}$ در کنار فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ ظاهر می‌شود. افزون بر این، با تف‌جوشی در دمای ٦٠٠ °C با زمان نگه‌داری ٥ ساعت، فاز بی‌شکل به‌همراه فاز بلورین $Na_2Ca_2Si_3O_9$ به‌دست می‌آید. بنابراین، زیرلایه‌های پوشش داده شده با شیشه‌ی زیست‌فعّال 45S5 در این شرایط تف‌جوشی شدند.

نتایج پوشش‌دهی شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی زیرلایه‌ی فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L نشان دادند که با استفاده از سُل شیشه‌ی زیست‌فعّال پس از پیرسازی در دمای ٥٠ °C و زیرلایه‌های ماسه‌پاشی شده و قرار گرفته در محلول اسید نیتریک، پوشش‌های تک‌لایه‌ی همگن و بدون ترک با چسبندگی ٦ MPa به‌دست می‌آید. با افزایش تعداد مراحل غوطه‌وری درون سُل از یک‌بار به سه بار، چسبندگی پوشش تا مقدار ٤/٥ MPa کاهش یافت و ترک‌ها در پوشش ظاهر شدند. افزون بر این، پوشش شیشه‌ی زیست‌فعّال بر روی زیرلایه فولاد زنگ‌نزن ٣١٦L، مقاومت به خوردگی زیرلایه را در محلول شبیه‌سازی شده‌ی بدن افزایش داد.

مراجع

1. Hench, L.L., “The story of Bioglass”, Materials Science: Materials in Medicine, Vol. 17, pp. 967–978, (2006).
2. Ma, J., Chen, C.Z., Wang, D.G., Meng, X.G. and Shi, J.Z., “Influence of the sintering temperature on the structural feature and bioactivity of sol–gel derived SiO_2–CaO–P_2O_5 bioglass”, Ceramics International, Vol. 36, pp. 1911–1916, (2010).
3. Jurczyk, K., Niespodziana, K., Jurczyk, M.U. and Jurczyk, M., “Synthesis and characterization of titanium- 45S5 Bioglass nanocomposites”, Materials and Design, Vol. 32, pp. 2554-2560, (2011).
4. Lopez-Esteban, S., Saiz, E., Fujino, S., Oku, T., Suganuma, K. and Tomsia, A.P., “Bioactive glass coatings for orthopedic metallic implants”, European Ceramic Society, Vol. 23, pp. 2921–2930, (2003).
5. Schrooten, J. and Helsen, J.A., “Adhesion of bioactive glass coating to Ti6Al4V oral implant”, Biomaterials, Vol. 21, pp. 1461-1469, (2000).
6. Singh, R. and Dahotre, N.B., “Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials”, Materials Science: Materials in Medicine, Vol. 18, pp. 725–751, (2007).
7. Mazar Atabaki, M., Jafar, R. and Idris, J., “Sol-gel bioactive glass coating for improvement of biocompatible human body implant”, Metalurgija, Vol. 16, pp. 149-163, (2010).
8. Hench, L.L., Jones, J.R. and Sepulveda, P., “Bioactive materials for tissue engineering scaffolds”, Future strategies for tissue and organ replacement, World Scientific Pub. Co Inc., Singapore, pp. 3–24, (2002).

9. Barry, C.C. and Grant, N.M., “Ceramic Materials, Science and engineering”, Springer, pp. 400-411, (2007).

10. Garcia, C., Cere, S. and Duran, A., “Bioactive coatings prepared by sol–gel on stainless steel 316L”, Non-Crystalline Solids, Vol. 348, pp. 218–224, (2004).

11. Fathi, M.H. and Doostmohammadi, A., “Bioactive glass nanopowder and bioglass coating for biocompatibility improvement of metallic implant”, Materials Processing Technology, Vol. 209, pp. 1385–1391, (2009).

12. Fathi, M.H. and Doost Mohammadi, A., “Preparation and characterization of sol–gel bioactive glass coating for improvement of biocompatibility of human body implant”, Materials Science and Engineering: A, Vol. 474, pp. 128–133, (2008).

۱۳. نصر اصفهانی، م.، ابراهیمی، ر.، داداش، م. ص. و کرباسی، س.، "مقایسه خواص فیزیکی- شیمیایی پوشش نانوکامپوزیت شیشه زیست‌فعال- دی اکسید تیتانیم و زیست‌فعالی آن‌ها"، فصلنامه مهندسی مواد مجلسی، شماره دوم، صفحه ۸-۱، (۱۳۸۹).

١٤. نصراصفهانی، م.، فتحی، م. ح. و ادریس، ح.، "مقایسه خواص فیزیکی- شیمیایی سه نوع پوشش نانوساختار شیشه زیست‌فعال و زیست‌فعالی آن‌ها"، فصلنامه مهندسی مواد مجلسی، شماره سوم، صفحه ۳۵-۲۹، (۱۳۸۸).

15. Siqueira, R. L., Peitl, O. and Zanotto, E. D., “Gel-derived SiO_2–CaO–Na_2O–P_2O_5 bioactive powders: Synthesis and in vitro bioactivity”, Materials Science and Engineering C, Vol. 31 , pp. 983-991, (2011).

16. Chen, Q., Li, Y., Jin, L., Quinn, J. and Komesaroff, P. A., “A new sol–gel process for producing Na_2O-containing bioactive glass ceramics”, Acta Biomaterialia, Vol. 6, pp. 4143–4153, (2010).

17. Kokubo, T. and Takadama, H., “How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?”, Biomaterials, Vol. 27, pp. 2907–2915, (2006).

18. Qian, J., Kang, Y., Wei, Z. and Zhang, W., “Fabrication and characterization of biomorphic 45S5 bioglass scaffold from sugarcane”, Materials Science and Engineering C, Vol. 29, pp. 1361–1364, (2009).

19. ElBatal, H.A., Azooz, M.A., Khalil, E.M.A., Monem, A.S. and Hamdy, Y.M., “Characterization of some bioglass–ceramics”, Materials Chemistry and Physics, Vol. 80, pp. 599–609, (2003).

20. Aksakal, B. and Hanyaloglu, C., “Bioceramic dip-coating on Ti–6Al–4V and 316L SS implant Materials”, Materials Science: Materials in Medicine, Vol. 19, pp. 2097–2104, (2008).

21. Cannillo, V. and Sola, A., “Different approaches to produce coatings with bioactive glasses: Enamelling vs plasma spraying”, European Ceramic Society, Vol. 30, pp. 2031–2039, (2010).

22. Galliano, P., Damborenea, J. J., Pascual, M. J. and Duran, A., “Sol-gel coatings on 316L steel for clinical applications”, Sol-Gel Science and Technology, Vol. 13, pp. 723–727, (1998).